

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-060853

(43)Date of publication of application : 29.02.2000

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

G06T 1/00

(21)Application number : 10-233706

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 20.08.1998

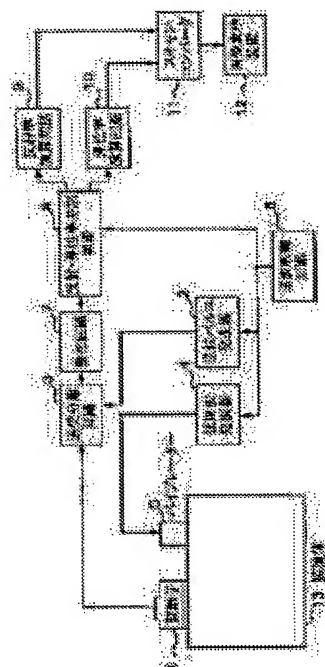
(72)Inventor : ISHIDA KAZUNARI

(54) ULTRASONOGRAPH

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To display the reflectance tomographic images and elastic modulus images of viable tissues on the same screen of an image display device.

SOLUTION: This device is provided with a probe 1 for transmitting and receiving ultrasonic waves inside a subject 13, a phasing circuit 7 for receiving reflection echo signals from the inside of the subject 13, performing a delay processing, matching a phase and performing phase addition, a circuit 9 for inputting phased output signals from the phasing circuit 7 and computing the ultrasonic wave reflectance of the viable tissues, the circuit 10 for inputting the phase output signals and computing the elastic modulus of the viable tissues, a scanning converter 11 for inputting arithmetic output signals from the respective arithmetic circuits and preparing image data and the image display 12 for displaying the image data from the scanning converter 11 as ultrasonic images. The reflectance tomographic images and elastic modulus images of a diagnostic part inside the testee body 13 are simultaneously or alternately measured and they are displayed on the same screen of the image display 12.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-60853

(P2000-60853A)

(43)公開日 平成12年2月29日(2000.2.29)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

FI

テーマコート* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

G O 6 T 1/00

G O 6 F 15/62

390D 5B057

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全 5 頁)

(21)出願番号

特願平10-233706

(22) 出願日

平成10年8月20日(1998.8.20)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 石 田 一 成

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(74) 代理人 100087505

弁理士 西山 春之

Fターム(参考) 4C301 EE20 JC13

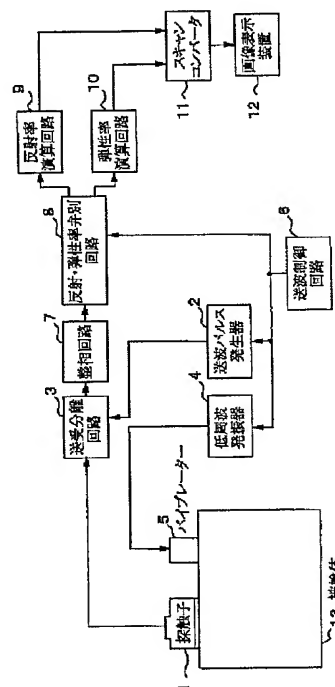
5B057 AA09 BA05 BA12 DA04 DA16

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示する。

【解決手段】 被検体 13 内に超音波を送受信する探触子 1 と、被検体 13 内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相回路 7 と、この整相回路 7 からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する回路 9 と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する回路 10 と、これら各演算回路からの演算出力信号を入力して画像データを作成するスキャンコンバータ 11 と、このスキャンコンバータ 11 からの画像データを超音波画像として表示する画像表示装置 12 とを備え、被検体 13 内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、それらを画像表示装置 12 の同一画面上に表示するものである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体内に超音波を送受信する探触子と、被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成するスキャンコンバータと、このスキャンコンバータからの画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、被検体内への超音波走査方向を一定とし、その走査線方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を得て表示する超音波診断装置に関し、特に、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示することができる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来の超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度とし診断部位の反射率断層像として表示していた。また、近年の超音波診断装置においては、組織性状診断として生体組織の弾性率を計測し、それを輝度とし診断部位の弾性率画像として表示することが行われるようになってきた。この弾性率画像は、診断部位の生体組織が硬いか、軟らかいかを計測して被検体の診断に役立てようとするものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、従来の超音波診断装置においては、診断部位の反射率断層像と弾性率画像とは別々に表示していた。即ち、反射率断層像を表示しているときは弾性率画像は表示されず、弾性率画像を表示しているときは反射率断層像は表示されないものであった。この場合、弾性率画像を表示しているときは反射率断層像が表示されないことから、被検体内部のどの部分の弾性率画像を観察しているのかわからず、解剖学的にどの部分の生体組織が硬いか、軟らかいかを判

断するのが困難であり、診断に十分に役立てることができないことがあった。

【0004】 そこで、本発明は、このような問題点に対処し、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、本発明による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成するスキャンコンバータと、このスキャンコンバータからの画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示するものである。

【0006】 また、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示するようにしてもよい。

【0007】 さらに、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、被検体内への超音波走査方向を一定とし、その走査線方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示するようにしてもよい。

【0008】

【発明の実施の形態】 以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。図 1 は本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を得て表示するもので、特に、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示するもので、図 1 に示すように、探触子 1 と、送波パルス発生器 2 と、送受分離回路 3 と、低周波発振器 4 と、パイプレータ 5 と、送波制御回路 6 と、整相回路 7 と、反射・弾性率弁別回路 8 と、反射率演算回路 9 と、弾性率演算回路 10 と、スキャンコンバータ 11 と、画像表示装置 12 とを備えてなる。

【0009】 上記探触子 1 は、被検体 13 内に超音波を送受信するもので、図示省略したがその内部には、超音波を打ち出すと共に反射エコーを受信する複数の振動子が内蔵されている。送波パルス発生器 2 は、上記探触子 1 を駆動して超音波を送信するための送波パルス信号を発生するものである。また、送受分離回路 3 は、上記送波パルス発生器 2 からの送波パルス信号を探触子 1 より

超音波を送信することができるように増幅して該探触子1に与え、その後信号線を切り換えることにより探触子1からの受信信号のみを整相回路7側に送るものである。

【0010】低周波発振器4は、被検体13に低周波振動を与えるために低周波信号を発生するものである。パイプレータ5は、上記低周波発振器4で発生された低周波信号を入力して振動し、被検体13に対して圧力変化を与えるものである。また、送波制御回路6は、上記送波パルス発生器2及び低周波発振器4を制御するもので、被検体13内の診断部位の反射率断層像又は弾性率画像の計測のモードに応じて送波のタイミングを生成するようになっている。

【0011】整相回路7は、被検体13内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段となるもので、その内部には、上記探触子1の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受波増幅器と、この受信した各反射エコー信号の位相を揃えて加算し受波の超音波ビームを形成する受波遅延回路及び加算器などから成る。

【0012】反射・弾性率弁別回路8は、上記整相回路7からの整相出力信号を入力して、送波制御回路6で生成される反射率断層像又は弾性率画像の計測のモードに応じた送波のタイミングに合わせて、反射率計測用信号と弾性率計測用信号とに弁別するものである。そして、反射率演算回路9は、上記反射・弾性率弁別回路8からの反射率計測用信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段となるものである。また、弾性率演算回路10は、上記反射・弾性率弁別回路8からの弾性率計測用信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段となるものである。

【0013】スキャンコンバータ11は、上記反射率演算回路9又は弾性率演算回路10からの超音波反射率又は弾性率の演算出力信号を入力して画像データを作成するものである。さらに、画像表示装置12は、上記スキャンコンバータ11からの画像データを超音波画像として表示するもので、例えばカラーのテレビモニタから成る。

【0014】そして、本発明においては、上記反射・弾性率弁別回路8及び反射率演算回路9並びに弾性率演算回路10の動作により、被検体13内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、それらを画像表示装置12の同一画面上に表示するようになっている。

【0015】次に、このように構成された超音波診断装置において診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを得て表示する動作について、図2及び図3を参照して説明する。まず、図1に示す送波制御回路6により、図2に示すように、反射率断層像を計測する反射率測定時相と弾性率画像を計測する弾性率測定時相とに応じて送波の

タイミング T_1 、 T_2 、 T_3 を生成する。この生成された送波タイミング T_1 、 T_2 、 T_3 は送波パルス発生器2及び低周波発振器4に送られ、それらの動作を制御する。

【0016】まず、送波タイミング T_1 の時には、反射率測定時相であり、送波パルス発生器2は、タイミング T_1 に合わせて例えば周波数3.5MHz、3波数の正弦波を発生させ、送受分離回路3を介して探触子1に送波パルス信号を供給する。これにより、探触子1が駆動され、該探触子1から被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このときは、低周波発振器4は動作しておらず、被検体13内には圧力変化が与えられていないので、通常の反射率断層像(Bモード像)を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を反射率計測用信号と弁別し、反射率演算回路9へ上記整相出力信号を送る。この場合、反射率演算回路9では、通常の反射率断層像の信号処理を行い、生体組織の超音波反射率を演算する。

【0017】次に、送波タイミング T_2 の時には、弾性率測定時相に入り、低周波発振器4は、図2に示すような出力信号をパイプレータ5に送出し、該パイプレータ5は振動して上記出力信号の振幅に応じた圧力を被検体13に与える。この状態でも、送波パルス発生器2は送受分離回路3を介して探触子1に送波パルス信号を供給する。これにより、探触子1から被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このときは、被検体13内に圧力変化が与えられた状態で計測するので、弾性率画像を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を弾性率計測用信号と弁別し、弾性率演算回路10へ上記整相出力信号を送る。この場合、弾性率演算回路10では、弾性率画像の信号処理を行い、そのときの信号を例えば $E_2(t)$ として記憶する。

【0018】次に、送波タイミング T_3 の時には、引き続き弾性率測定時相であり、上記と同様にパイプレータ5によって被検体13に圧力変化が与えられ、探触子1により上記圧力変化が与えられた被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このとき、圧力変化を受けた被検体13の内部の微小な反射体は、その生体組織の弾性率の違いによって位置の変化の度合いが変わるため、超音波反射波の振幅の変化を起こす。このときも、上記と同様に弾性率画像を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を弾性率計測用信号と弁別し、弾性率演算回路10へ上記整相出力信号を送る。この場合、弾性率演算回路10では、弾性率画像の信号処理を行い、そのときの信号を例えば $E_3(t)$ として記憶する。

【0019】そして、上記弾性率演算回路10では、記憶した二つの信号 $E_2(t)$ 、 $E_3(t)$ からその変化率 ΔE

10

20

30

40

50

(t)を次式により求め、生体組織の弾性率を演算する。

$$\Delta E(t) = \{E_2(t) - E_3(t)\} / E_2(t)$$
 これを上記被検体 13 の内部の微小な反射体の弾性率として出力する。

【0020】上記反射率演算回路 9 から出力された生体組織の超音波反射率の信号、及び弾性率演算回路 10 から出力された生体組織の弾性率の信号は、スキャンコンバータ 11 に入力し、該スキャンコンバータ 11 により、生体組織の超音波反射率に応じた白黒の輝度として画像データを作成し、生体組織の弾性率に応じて赤や青その他の色の輝度として画像データを作成する。これを走査線を順次移動させ、走査線毎に画像データを作成していく。

【0021】上記スキャンコンバータ 11 で作成された画像データは、画像表示装置 12 へ入力されて表示される。このとき、図 3 に示すように、画像表示装置 12 の表示画面を例えば左右或いは上下に二分割し、一方側に生体組織の超音波反射率の大きい部位（臓器）A を画像化した反射率断層像 I_1 を表示し、他方側に生体組織の弾性率の大きい部位（臓器）B を画像化した弾性率画像 I_2 を表示する。これにより、被検体 13 内の診断部位の反射率断層像 I_1 と弾性率画像 I_2 とを画像表示装置 12 の同一画面上に表示することができる。

【0022】なお、図 2 においては、送波タイミング T_1 と T_2 とを異なる時相としたが、これに限らず、上記送波タイミング T_1 と T_2 とを同一時相としてもよい。この場合は、反射率測定時相と弾性率測定時相とが重なり、診断部位の反射率断層像 I_1 と弾性率画像 I_2 とを同時に計測して、同一画面上に表示することができる。

【0023】図 4 は、画像表示装置 12 に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の他の実施形態を示す説明図である。この実施形態は、上記画像表示装置 12 に表示する反射率断層像 I_1 と弾性率画像 I_2 とを、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示するようにしたものである。例えば、生体組織の超音波反射率の大きい部位 A を画像化した反射率断層像 I_1 を超音波反射率に応じた白黒の輝度とし、生体組織の弾性率の大きい部位 B を画像化した弾性率画像 I_2 を弾性率に応じて赤や青その他の色の輝度として、両画像を重ねて表示する。このようにすると、被検体 13 内部のどの部分の弾性率画像 I_2 を観察しているのかが一目瞭然に理解でき、解剖学的にどの部分の生体組織が硬いか、軟らかいかを判断するのが容易となる。

【0024】図 5 は、画像表示装置 12 に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の更に他の実施形態を示す説明図である。この実施形態は、被検体 13 内への超音波走査方向を一定とし、その走査線 14 の方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示するようにしたものである。このときは、図 1 に示

すスキャンコンバータ 11 の動作を変え、通常の M モード像と同様の表示を行う。即ち、被検体 13 内の診断部位に対し走査線 14 の方向を固定し、例えば、診断部位の深さを画面の縦軸方向にとり、時間軸を横軸方向にとって、順次時間軸方向にスクロールさせて診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位 A と弾性率の大きい部位 B を画像化して、同一画面上に表示する。この場合は、診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位 A と弾性率の大きい部位 B との関係が理解できる。

【0025】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示することができる。したがって、被検体内部のどの部分の弾性率画像を観察しているのかが一目瞭然に理解でき、診断に役立てることができる。

【0026】また、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示するようにした場合は、被検体内部のどの部分の弾性率画像を観察しているのかが一目瞭然に理解でき、解剖学的にどの部分の生体組織が硬いか、軟らかいかを判断するのが容易となる。

【0027】さらに、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、被検体内への超音波走査方向を一定とし、その走査線方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示するようにした場合は、診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位と弾性率の大きい部位との関係が理解できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図 2】上記超音波診断装置の送波制御回路により、反射率測定時相と弾性率測定時相とに応じて送波のタイミングが生成される状態を示す説明図である。

【図 3】画像表示装置の同一画面上に表示される診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを示す説明図である。

【図 4】画像表示装置に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の他の実施形態を示す説明図である。

【図 5】画像表示装置に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の更に他の実施形態を示す説明図である。

【符号の説明】

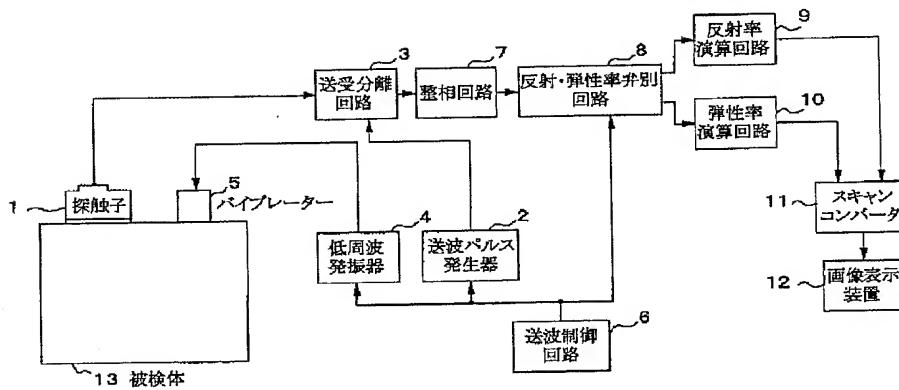
- 1 … 探触子 1
- 2 … 送波パルス発生器
- 3 … 送受分離回路
- 4 … 低周波発振器
- 5 … バイプレータ

- 6…送波制御回路
7…整相回路
8…反射・弾性率弁別回路
9…反射率演算回路
10…弾性率演算回路
11…スキャンコンバータ
12…画像表示装置

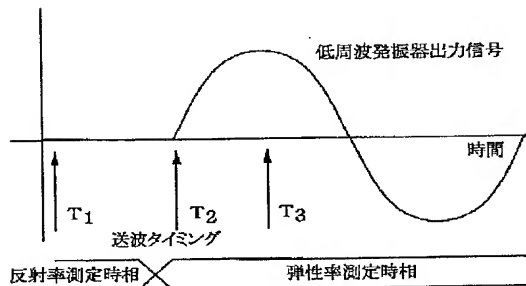
- * 12…画像表示装置
13…被検体
14…走査線
A…反射率の大きい部位
B…弾性率の大きい部位

*

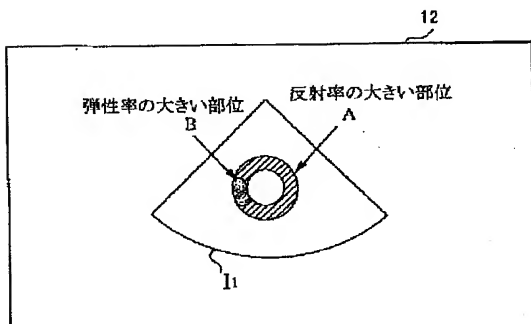
【図1】



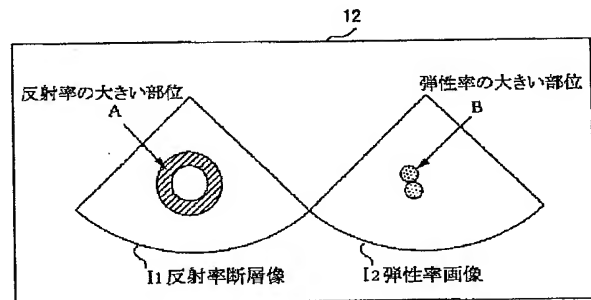
【図2】



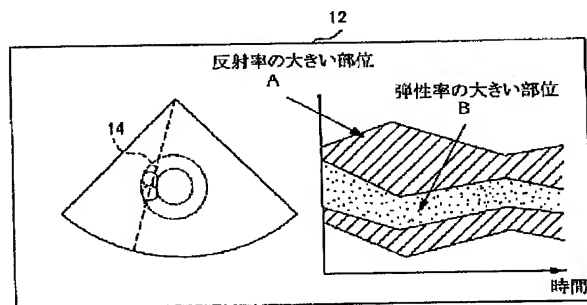
【図4】



【図3】



【図5】



【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成17年11月4日(2005.11.4)

【公開番号】特開2000-60853(P2000-60853A)

【公開日】平成12年2月29日(2000.2.29)

【出願番号】特願平10-233706

【国際特許分類第7版】

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00

【F I】

A 6 1 B 8/00

G 0 6 F 15/62 3 9 0 D

【手続補正書】

【提出日】平成17年8月18日(2005.8.18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、
被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、
この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、

上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、
これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成する手段と、
この作成された画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、
被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、
被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、
この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、

上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、
これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成する手段と、
この作成された画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、
被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを交互に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

上記診断部位の弾性率画像の計測は、振動発生手段の駆動により被検体内に圧力変化を与えた状態で行うことを特徴とする請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

上記生体組織の弾性率の演算は、振動発生手段の駆動により被検体内に圧力変化を与えて弾性率測定時相に入ったときに計測した弾性率画像信号 $E_p(t)$ と、上記弾性率測定時相

に入った後の他の弾性率測定時相のときに計測した弾性率画像信号 $E_3(t)$ とから、その両者の変化率 $\Delta E(t)$ を次式により求め、

$$\Delta E(t) = \{E_2(t) - E_3(t)\} / E_2(t)$$

この変化率 $\Delta E(t)$ を弾性率とすることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、被検体内への超音波走査方向を一定とし、その走査線方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、第 1 の発明による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成する手段と、この作成された画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示するものである。

また、第 2 の発明による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、被検体内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成する手段と、この作成された画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを交互に計測し、それらを画像表示装置の同一画面上に表示するものである。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

また、上記診断部位の弾性率画像の計測は、振動発生手段の駆動により被検体内に圧力変化を与えた状態で行うものである。

さらに、上記生体組織の弾性率の演算は、振動発生手段の駆動により被検体内に圧力変化を与えて弾性率測定時相に入ったときに計測した弾性率画像信号 $E_2(t)$ と、上記弾性率測定時相に入った後の他の弾性率測定時相のときに計測した弾性率画像信号 $E_3(t)$ とから、その両者の変化率 $\Delta E(t)$ を次式により求め、

$$\Delta E(t) = \{E_2(t) - E_3(t)\} / E_2(t)$$

この変化率 $\Delta E(t)$ を弾性率とするものである。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

また、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示するようにしてもよい。

さらに、上記画像表示装置に表示する反射率断層像と弾性率画像とは、被検体内への超音波走査方向を一定とし、その走査線方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示するようにしてもよい。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

低周波発振器 4 は、被検体 13 に低周波振動を与えるために低周波信号を発生するものである。パイプレータ 5 は、上記低周波発振器 4 で発生された低周波信号を入力して振動し、被検体 13 に対して圧力変化を与える振動発生手段となるものである。また、送波制御回路 6 は、上記送波パルス発生器 2 及び低周波発振器 4 を制御するもので、被検体 13 内の診断部位の反射率断層像又は弾性率画像の計測のモードに応じて送波のタイミングを生成するようになっている。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0013】

スキャンコンバータ 11 は、上記反射率演算回路 9 又は弾性率演算回路 10 からの超音波反射率又は弾性率の演算出力信号を入力して画像データを作成する手段となるものである。さらに、画像表示装置 12 は、上記スキャンコンバータ 11 からの画像データを超音波画像として表示するもので、例えばカラーのテレビモニタから成る。